



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109330589 A

(43)申请公布日 2019.02.15

(21)申请号 201811313011.X

(22)申请日 2018.11.02

(71)申请人 赵小川

地址 100089 北京市海淀区车道沟十号

(72)发明人 赵小川

(74)专利代理机构 北京君泊知识产权代理有限公司 11496

代理人 王程远

(51)Int.Cl.

A61B 5/0484(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

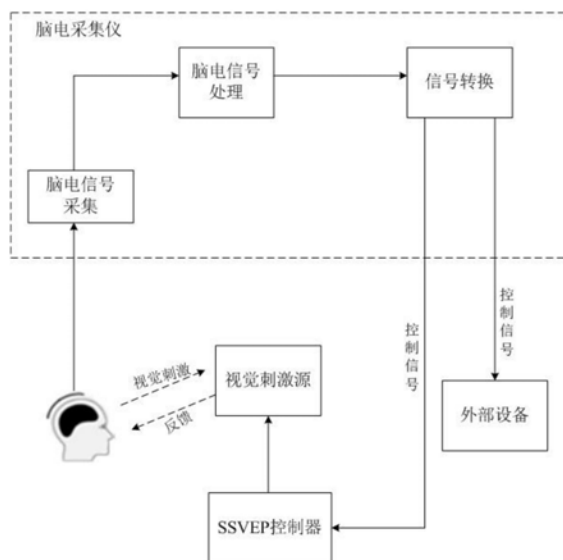
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种脑电信号采集处理系统及方法

(57)摘要

本发明公开了一种脑电信号采集处理系统，包括：采集电极，其包括放置在后枕区的8个干电极、放置在左右耳垂的参考电极和地电极；脑电采集仪，其包括主控板和与主控板相连的采集板，采集板上连有8个干电极导联、1个参考电极导联和1个地电极导联，干电极导联与干电极相连，参考电极导联与参考电极相连，地电极导联与地电极相连；四个视觉刺激源，每个视觉刺激源包括3只LED灯源以及位于LED灯源上方的矩形光扩散板；SSVEP控制器，其与四个视觉刺激源和脑电采集仪相连；外部设备，其与脑电采集仪相连。本发明还提供了一种脑电信号采集处理方法。本发明的有益效果为：功耗低，体积小，便于携带，处理运算速度快，识别准确率高。



1. 一种脑电信号采集处理系统,其特征在于,包括:

采集电极,其包括放置在操控者后枕区的8个干电极、放置在左右耳垂的参考电极和地电极;

脑电采集仪,其包括主控板和与所述主控板相连的采集板,所述采集板上连接有8个同步采样的干电极导联、1个参考电极导联和1个地电极导联,所述干电极导联与所述干电极相连,所述参考电极导联与所述参考电极相连,所述地电极导联与所述地电极相连;

四个视觉刺激源,每个视觉刺激源包括3只等间隔放置的LED灯源以及位于LED灯源上方1.5cm处放置的矩形光扩散板;

SSVEP控制器,其与所述四个视觉刺激源和所述脑电采集仪相连;

外部设备,其与所述脑电采集仪相连。

2. 根据权利要求1所述的脑电信号采集处理系统,其特征在于,所述主控板包括:

多功能按键及状态指示电路,其与第一微控制器和第一电源电路相连;

第一微控制器,其与所述多功能按键及状态指示电路、所述第一电源电路、SD卡数据存储电路和第一蓝牙通信电路相连;

SD卡数据存储电路,其与所述第一微控制器和所述第一电源电路相连;

第一蓝牙通信电路,其与所述第一微控制器和所述第一电源电路相连;

锂电池充电电路,其与所述第一电源电路相连;

第一电源电路,其与所述多功能按键及状态指示电路、所述第一微控制器、所述SD卡数据存储电路、所述第一蓝牙通信电路和所述锂电池充电电路相连。

3. 根据权利要求1所述的脑电信号采集处理系统,其特征在于,所述采集板包括:

ESD保护电路,其与所述干电极导联、所述参考湿电极导联和所述驱动湿电极导联相连;

防混叠滤波器,其与ESD保护电路和模拟前端相连;

模拟前端,其与所述防混叠滤波器、所述时钟线路和所述第二电源电路相连;

时钟电路,其与所述模拟前端相连;

第二电源电路,其与所述时钟电路和所述模拟前端相连。

4. 根据权利要求3所述的脑电信号采集处理系统,其特征在于,所述模拟前端采用ADS1299芯片。

5. 根据权利要求1所述的脑电信号采集处理系统,其特征在于,所述SSVEP控制器包括第二微控制器,与所述第二微控制器相连的第二蓝牙通信电路和刺激源驱动电路,以及与所述第二微控制器、所述第二蓝牙通信电路和所述刺激源驱动电路相连的第三电源电路。

6. 根据权利要求1所述的脑电信号采集处理系统,其特征在于,所述四个视觉刺激源的频率分别为7.08Hz、8.30Hz、9.52Hz和10.74Hz。

7. 根据权利要求1所述的脑电信号采集处理系统,其特征在于,所述干电极采用爪式电极,包括:圆形底板、沿所述圆形底板边缘延伸且呈放射状的若干爪指,以及固定在所述圆形底板中部的爪柄,每个爪指端部设置一体化的弧形凸起。

8. 一种脑电信号采集处理方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1,操控者在后枕区OZ处佩戴8个干电极,在左右耳垂分别佩戴1个参考电极和1个地电极,8个干电极、1个参考电极和1个地电极分别通过8个干电极导联、1个参考电极导联

和1个地电极导联接至脑电采集仪；

步骤2,SSVEP控制器驱动产生四路刺激源信号,操控者选择注视四个视觉刺激源中的任意一个视觉刺激源,操控者大脑视觉皮层会产生一个连续的与刺激频率有关的响应,即诱发脑电信号,此时,诱发脑电信号被8个干电极采集；

步骤3,诱发脑电信号被送入所述脑电采集仪进行预处理、特征提取和特征分类；

步骤4,所述脑电采集仪将分类结果转换为控制信号输出到外部设备和所述SSVEP控制器,所述SSVEP控制器将反馈信号反馈至操控者。

9.根据权利要求8所述的脑电信号采集处理方法,其特征在于,步骤3中,预处理方法为:

将脑电信号滤波放大,并通过FFT算法转换成离散频域数字信号,具体为:将FFT时间窗口按时间步长等分,得到8个时间片段,1个时间片段包含的数据点数为128,对各个时间片段,分别求取各自的均值;求取完各个时间片段各自的均值后,将这些均值相加再除以时间片段数8,便可获得FFT时间窗口内所有数据点的均值;下一次FFT时,其前7个时间片段的均值已在前一次的FFT中求得,此时,只需求取新加入的时间片段的均值,再对各时间片段的均值求平均,便可获得此次FFT时间窗口内所有数据点的均值;

特征提取方法为:

四个视觉刺激源的刺激频率分别为 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 ,用 A_f 表示FFT结果中频率 f 处的幅度与二倍频 $2*f$ 处的幅度之和,用 $A_{average}$ 表示FFT结果中频率从5.37Hz到36.38Hz范围内的幅度平均值,5.37Hz及36.38Hz分别对应FFT结果中第22个和第149个数据点,最终,从FFT结果中提取的五个特征分别为 A_{f_1} 、 A_{f_2} 、 A_{f_3} 、 A_{f_4} 和 $A_{average}$;

特征分类方法为:

首先统计提取的特征中数值大于 $4*A_{average}$ 的个数,也即 $A_{f_i}/A_{average} > 4$ 的个数,记作Counter;

然后构造七个布尔属性:属性A:true表示 $Counter > 0$,false表示 $Counter = 0$;属性B:true表示 $A_{f_1} > A_{f_2}$,false表示 $A_{f_1} \leq A_{f_2}$;属性C:true表示 $A_{f_1} > A_{f_3}$,false表示 $A_{f_1} \leq A_{f_3}$;属性D:true表示 $A_{f_1} > A_{f_4}$,false表示 $A_{f_1} \leq A_{f_4}$;属性E:true表示 $A_{f_2} > A_{f_3}$,false表示 $A_{f_2} \leq A_{f_3}$;属性F:true表示 $A_{f_2} > A_{f_4}$,false表示 $A_{f_2} \leq A_{f_4}$;属性G:true表示 $A_{f_3} > A_{f_4}$,false表示 $A_{f_3} \leq A_{f_4}$;

最后对提取的特征进行分类:当刺激频率 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 对应的特征 A_{f_1} 、 A_{f_2} 、 A_{f_3} 、 A_{f_4} 中存在一个或多个特征其特征值大于等于 $4*A_{average}$,则认定特征值最大的特征对应的频率为刺激频率;当刺激频率 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 对应的特征 A_{f_1} 、 A_{f_2} 、 A_{f_3} 、 A_{f_4} 都小于 $4*A_{average}$,则认定没有刺激频率。

10.根据权利要求9所述的脑电信号采集处理方法,其特征在于,时间片段内求均值中除法用右移7位代替,除以时间片段数8用右移3位代替。

一种脑电信号采集处理系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及人机交互技术领域,具体而言,涉及一种脑电信号采集处理系统及方法。

背景技术

[0002] 随着计算机技术的发展,脑机接口成为研究的热点。脑机接口作为一种新型的人机交互方式,能够直接将大脑的脑电信号转换成计算机控制的命令。脑电信号的成分包括自发脑电和诱发脑电。自发脑电不需要外部环境刺激,是人脑中群体神经元自发的电位活动。诱发脑电是外部环境刺激神经系统在大脑皮层产生的特定电位活动。诱发电位可以分为内源性刺激相关诱发电位和外源性刺激相关诱发电位两种。外源性刺激相关诱发最为典型的是视觉诱发电位,人眼在接收外部视觉刺激后,会在大脑皮层产生一种生物电反应。周期性的视觉刺激信号即稳态视觉诱发电位SSVEP具有信噪比高、信号集中采集方便、训练时间短、易提取等特点关注度较高。现有的基于SSVEP的脑电信号采集系统功耗高,在对特征提取和分类时速度较慢,且准确率不高。再有,现有SSVEP设备大多需要电脑,出于两个原因:一是产生闪烁刺激源,二是将复杂的采集算法用强大的CPU更方便进行实时处理。但这样也有一个弊端,就是不便携,不方便与其他设备交互。

发明内容

[0003] 为解决上述问题,本发明的目的在于提供一种低功耗、高精度、高分类准确率的脑电信号采集处理系统及方法。

[0004] 本发明提供了一种脑电信号采集处理系统,包括:

[0005] 采集电极,其包括放置在操控者后枕区的8个干电极、放置在左右耳垂的参考电极和地电极;

[0006] 脑电采集仪,其包括主控板与与所述主控板相连的采集板,所述采集板上连接有8个同步采样的干电极导联、1个参考电极导联和1个地电极导联,所述干电极导联与所述干电极相连,所述参考电极导联与所述参考电极相连,所述地电极导联与所述地电极相连;

[0007] 四个视觉刺激源,每个视觉刺激源包括3只等间隔放置的LED灯源以及位于LED灯源上方1.5cm处放置的矩形光扩散板;

[0008] SSVEP控制器,其与所述四个视觉刺激源和所述脑电采集仪相连;

[0009] 外部设备,其与所述脑电采集仪相连。

[0010] 作为本发明进一步的改进,所述主控板包括:

[0011] 多功能按键及状态指示电路,其与第一微控制器和第一电源电路相连;

[0012] 第一微控制器,其与所述多功能按键及状态指示电路、所述第一电源电路、SD卡数据存储电路和第一蓝牙通信电路相连;

[0013] SD卡数据存储电路,其与所述第一微控制器和所述第一电源电路相连;

[0014] 第一蓝牙通信电路,其与所述第一微控制器和所述第一电源电路相连;

- [0015] 锂电池充电电路,其与所述第一电源电路相连;
- [0016] 第一电源电路,其与所述多功能按键及状态指示电路、所述第一微控制器、所述SD卡数据存储电路、所述第一蓝牙通信电路和所述锂电池充电电路相连。
- [0017] 作为本发明进一步的改进,所述采集板包括:
- [0018] ESD保护电路,其与所述干电极导联、所述参考湿电极导联和所述驱动湿电极导联相连;
- [0019] 防混叠滤波器,其与ESD保护电路和模拟前端相连;
- [0020] 模拟前端,其与所述防混叠滤波器、所述时钟线路和所述第二电源电路相连;
- [0021] 时钟电路,其与所述模拟前端相连;
- [0022] 第二电源电路,其与所述时钟电路和所述模拟前端相连。
- [0023] 作为本发明进一步的改进,所述模拟前端采用ADS1299芯片。
- [0024] 作为本发明进一步的改进,所述SSVEP控制器包括第二微控制器,与所述第二微控制器相连的第二蓝牙通信电路和刺激源驱动电路,以及与所述第二微控制器、所述第二蓝牙通信电路和所述刺激源驱动电路相连的第三电源电路。
- [0025] 作为本发明进一步的改进,所述四个视觉刺激源的频率分别为7.08Hz、8.30Hz、9.52Hz和10.74Hz。
- [0026] 作为本发明进一步的改进,所述干电极采用爪式电极,包括:圆形底板、沿所述圆形底板边缘延伸且呈放射状的若干爪指,以及固定在所述圆形底板中部的爪柄,每个爪指端部设置一体化的弧形凸起。
- [0027] 本发明还提供了一种脑电信号采集处理方法,包括以下步骤:
- [0028] 步骤1,操控者在后枕区OZ处佩戴8个干电极,在左右耳垂分别佩戴1个参考电极和1个地电极,8个干电极、1个参考电极和1个地电极分别通过8个干电极导联、1个参考电极导联和1个地电极导联接至脑电采集仪;
- [0029] 步骤2,SSVEP控制器驱动产生四路刺激源信号,操控者选择注视四个视觉刺激源中的任意一个视觉刺激源,操控者大脑视觉皮层会产生一个连续的与刺激频率有关的响应,即诱发脑电信号,此时,诱发脑电信号被8个干电极采集;
- [0030] 步骤3,诱发脑电信号被送入所述脑电采集仪进行预处理、特征提取和特征分类;
- [0031] 步骤4,所述脑电采集仪将分类结果转换为控制信号输出到外部设备和所述SSVEP控制器,所述SSVEP控制器将反馈信号反馈至操控者。
- [0032] 作为本发明进一步的改进,预处理方法为:
- [0033] 将脑电信号滤波放大,并通过FFT算法转换成离散频域数字信号,具体为:将FFT时间窗口按时间步长等分,得到8个时间片段,1个时间片段包含的数据点数为128,对各个时间片段,分别求取各自的均值;求取完各个时间片段各自的均值后,将这些均值相加再除以时间片段数8,便可获得FFT时间窗口内所有数据点的均值;下一次FFT时,其前7个时间片段的均值已在前一次的FFT中求得,此时,只需求取新加入的时间片段的均值,再对各时间片段的均值求平均,便可获得此次FFT时间窗口内所有数据点的均值;
- [0034] 特征提取方法为:
- [0035] 四个视觉刺激源的刺激频率分别为 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 ,用 A_f 表示FFT结果中频率 f 处的幅度与二倍频 $2*f$ 处的幅度之和,用 $A_{average}$ 表示FFT结果中频率从5.37Hz到36.38Hz范围内的

幅度平均值,5.37Hz及36.38Hz分别对应FFT结果中第22个和第149个数据点,最终,从FFT结果中提取的五个特征分别为 A_{f_1} 、 A_{f_2} 、 A_{f_3} 、 A_{f_4} 和 $A_{average}$;

[0036] 特征分类方法为:

[0037] 首先统计提取的特征中数值大于 $4 \times A_{average}$ 的个数,也即 $A_{fi}/A_{average} > 4$ 的个数,记作Counter;

[0038] 然后构造七个布尔属性:属性A:true表示 $Counter > 0$,false表示 $Counter = 0$;属性B:true表示 $A_{f_1} > A_{f_2}$,false表示 $A_{f_1} \leq A_{f_2}$;属性C:true表示 $A_{f_1} > A_{f_3}$,false表示 $A_{f_1} \leq A_{f_3}$;属性D:true表示 $A_{f_1} > A_{f_4}$,false表示 $A_{f_1} \leq A_{f_4}$;属性E:true表示 $A_{f_2} > A_{f_3}$,false表示 $A_{f_2} \leq A_{f_3}$;属性F:true表示 $A_{f_2} > A_{f_4}$,false表示 $A_{f_2} \leq A_{f_4}$;属性G:true表示 $A_{f_3} > A_{f_4}$,false表示 $A_{f_3} \leq A_{f_4}$;

[0039] 最后对提取的特征进行分类:当刺激频率 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 对应的特征 A_{f_1} 、 A_{f_2} 、 A_{f_3} 、 A_{f_4} 中存在一个或多个特征其特征值大于等于 $4 \times A_{average}$,则认定特征值最大的特征对应的频率为刺激频率;当刺激频率 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 对应的特征 A_{f_1} 、 A_{f_2} 、 A_{f_3} 、 A_{f_4} 都小于 $4 \times A_{average}$,则认定没有刺激频率。

[0040] 作为本发明进一步的改进,时间片段内求均值中除法用右移7位代替,除以时间片段数8用右移3位代替。

[0041] 本发明的有益效果为:

[0042] 整个采集系统功耗低,体积小,便于携带,脑电信号处理运算速度快,且对SSVEP识别的准确率高;

[0043] SSVEP控制器无需使用计算机,即可产生合适的闪烁信号源,也能与脑电采集仪进行交互,将命令信号转换成脉冲信号或者键值信号,以实现反馈。

附图说明

[0044] 图1为本发明实施例所述的一种脑电信号采集处理系统的示意图;

[0045] 图2为本发明实施例所述的主控板的电路框图;

[0046] 图3为本发明实施例所述的采集板的电路框图。

具体实施方式

[0047] 下面通过具体的实施例并结合附图对本发明做进一步的详细描述。

[0048] 实施例1,如图1所示,本发明实施例的一种脑电信号采集处理系统,包括:佩戴在操控者头部的多个采集电极、与采集电极相连的脑电采集仪、与脑电采集仪相连的外部设备、四个视觉刺激源以及控制四个视觉刺激源的SSVEP控制器。

[0049] 采集电极包括放置在操控者后枕区OZ的8个干电极、放置在左右耳垂的参考电极和地电极。干电极采用爪式电极,包括:圆形底板、沿圆形底板边缘延伸且呈放射状的若干爪指,以及固定在圆形底板中部的爪柄,每个爪指端部设置一体化的弧形凸起。爪式电极结构通过模具设计和制作,然后注塑成型,材料采用掺了导电碳粉的聚合物材料,这种电极更为柔软、舒适度高。

[0050] 脑电采集仪包括主控板和与主控板相连的采集板,主控板和采集板均封装在一个

盒体内,尺寸为5.6cm*4.4cm*2.0cm,小巧,便于携带,盒体上设置有多功能按键(如开关键、各个通道的采集按键等)以及对应各个功能的状态指示灯。采集板上连接有8个同步采样的干电极导联、1个参考电极导联和1个地电极导联,干电极导联与干电极相连,参考电极导联与参考电极相连,地电极导联与地电极相连。如图2所示,主控板包括:多功能按键及状态指示电路、第一微控制器、SD卡数据存储电路、第一蓝牙通信电路、锂电池充电电路和第一电源电路。第一电源电路与多功能按键及状态指示电路相连,为多功能按键及状态指示电路进行电源控制,第一电源电路与第一微控制器、SD卡数据存储电路和第一蓝牙通信电路相连,为第一微控制器、SD卡数据存储电路和第一蓝牙通信电路三者供电。锂电池充电电路与第一电源电路相连,为第一电源电路充电。第一微控制器与多功能按键及状态指示电路相连,用于监测开关机、按键等,同时控制状态指示灯。第一微控制器与SD卡数据存储电路相连,用于将数据存储至SD卡数据存储电路中。第一微控制器与第一蓝牙通信电路相连,用于与采集板之间进行数据传输,并将采集板采集到的脑电信号进行处理。第一微控制器在对脑电信号处理时,包括对脑电信号的预处理、特征提取和特征分类。第一微控制器不仅需要实现信号处理,还需要承担SSVEP的识别(也即脑电信号处理),本发明的第一微控制器采用MSP430,是16位超低功耗的混合信号微处理器,具备10KB的RAM、128KB的闪存,以及主频可高至25MHz。此外,其具备的32位硬件乘法器使得FFT的计算速度大幅度提高、所需的RAM资源大幅度减少,对信号识别发挥着非常重要的作用。其内置乘法器,能够完成FFT计算,FFT计算选用定点小数计算以提高运算速率。这样的设计,兼顾了体积、功耗和运算能力。

[0051] 主控板通过SPI接口与采集板相连。如图3所示,采集板包括:ESD保护电路、防混叠滤波器、模拟前端、时钟电路和第二电源电路。干电极导联、参考湿电极导联和驱动湿电极导联与ESD保护电路输入端相连,防止静电造成损坏。防混叠滤波器输入端与ESD保护电路输出端相连,防混叠滤波器是一个低通滤波器,用以在输出电平中把混叠频率分量降低到微不足道的程度。模拟前端输入端与防混叠滤波器输出端、时钟电路和第二电源电路相连,时钟电路用于提供多个电极同时采集的时钟信号,第二电源电路用于给采集给模拟前端提供电源。模拟前端采用ADS1299,其为低噪声、8通道、24位的模拟前端,内部包含8个低噪声可编程增益放大器、8个24位同步采样三角积分模数转换器、ADC参考电压内部基准源、板载振荡器、右腿驱动放大器等。第一微控制器通过SPI接口与ADS1299进行通信,可读取或配置ADS1299内部寄存器以及读取ADC转换的数据。

[0052] SSVEP控制器与四个视觉刺激源和脑电采集仪相连。SSVEP控制器包括第二微控制器,与第二微控制器相连的第二蓝牙通信电路和刺激源驱动电路,以及与第二微控制器、第二蓝牙通信电路和刺激源驱动电路相连的第三电源电路。第三电源电路用于给第二微控制器、第二蓝牙通信电路和刺激源驱动电路供电。刺激源驱动电路用于刺激四个视觉刺激源,使得SSVEP控制器中以查询法生成刺激源频率的方式可产生符合要求的四路刺激源信号。第二蓝牙通信电路用于与脑电采集仪之间进行数据传输,接收来自脑电采集仪分类处理并转换后的控制信号,根据该控制信号对四个视觉刺激源进行驱动。第二微控制器作为控制核心,控制刺激驱动电路输出四路不同频率的方波信号分别驱动对应的LED灯源,从而使LED灯以不同频率点亮。SSVEP控制器生成的刺激源信号频率的准确度会直接影响到其诱发的SSVEP信号的频率,而SSVEP信号识别是在频率的设计值上进行识别,若实际频率值有所偏差,将会削弱对应频率的检测效果,降低系统的性能。因此,刺激源频率的准确性对整个

系统也是极为重要的。第二微控制器运用芯片Atmega32U4,该芯片可以调用arduino的库文件,可以精确产生闪烁信号,外接罩有漫反射板的LED灯即可控制。同时能非常方便的模拟键盘,可以用来和电脑进行交互。本发明的SSVEP控制器,一方面产生合适的闪烁信号源,另一方面与脑电采集仪进行交互,将命令信号转换成脉冲信号或者键值信号,以实现反馈。

[0053] 本发明设计了四个视觉刺激源,四个视觉刺激源的频率分别为7.08Hz、8.30Hz、9.52Hz和10.74Hz。为了构建出矩形图形刺激,每个视觉刺激源包括3只等间隔放置的LED灯源以及位于LED灯源上方1.5cm处放置的矩形光扩散板,使得矩形面上光线分布较为均匀。每个视觉刺激源的电路包括:3只LED并联后与限流电阻R1串联,再与电位器R2串联,电位器R2与驱动器J1串联,电位器R2用于调节刺激灯源的亮度,驱动器J1用于驱动3只LED灯,从而使LED灯以不同频率点亮。矩形光扩散板长度8*3cm左右,频率7-12Hz任选。

[0054] 外部设备与脑电采集仪相连,接收来自脑电采集仪分类处理并转换后的控制信号,根据该控制信号控制外部设备(例如无人机、无人车等),同时与操控者相连,将反馈信号反馈至操控者,利于更好的控制外部设备,提升分类的可靠性。

[0055] 实施例2,一种脑电信号采集处理方法,包括以下步骤:

[0056] 步骤1,操控者在后枕区OZ处佩戴8个干电极,在左右耳垂分别佩戴1个参考电极和1个地电极,8个干电极、1个参考电极和1个地电极分别通过8个干电极导联、1个参考电极导联和1个地电极导联接至脑电采集仪。

[0057] 步骤2,SSVEP控制器驱动产生四路刺激源信号,操控者静坐,光源在人前面左右四十度角微偏上的地方(微微仰头),操控者选择注视四个视觉刺激源中的任意一个视觉刺激源,操控者大脑视觉皮层会产生一个连续的与刺激频率有关的响应,即诱发脑电信号,此时,诱发脑电信号被8个干电极采集。

[0058] 步骤3,诱发脑电信号被送入脑电采集仪进行预处理、特征提取和特征分类。

[0059] 预处理方法为:将脑电信号滤波放大,并通过FFT算法转换成离散频域数字信号。具体为:1个时间片段包含的数据点数为128 ($0.512s * 250Hz = 128$),FFT时间窗口内包含的数据点数为 $4.096s * 250Hz = 1024$,将FFT时间窗口按时间步长等分,得到8个时间片段,对各个时间片段,分别求取各自的均值。将时间步长设置为0.512s是为了时间片段内的点数(128点)为2的幂次方。求取完各个时间片段各自的均值后,将这些均值相加再除以时间片段数8,便可获得FFT时间窗口内所有数据点的均值。其中,时间片段内求均值中除法可以用右移7位代替,除以时间片段数8可以用右移3位代替。下一次FFT时,其前7个时间片段的均值已在前一次的FFT中求得,此时,只需求取新加入的时间片段的均值,再对各时间片段的均值求平均,便可获得此次FFT时间窗口内所有数据点的均值,这样,避免了重复的加法计算。

[0060] FFT是离散傅里叶变换(Discrete Fourier Transform,DFT)的快速算法,可分为按时间抽选的FFT算法和按频率抽选的FFT算法两大类。我们采用的是按时间抽选的基-2FFT算法。完成FFT运算后,需进行特征提取。SSVEP信号由刺激频率及刺激频率倍频构成,但高次倍频的幅度较小,因此只考虑刺激频率及刺激频率二倍频。特征提取方法为:四个视觉刺激源的刺激频率分别为 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 ,用 A_f 表示FFT结果中频率 f 处的幅度与二倍频 $2*f$ 处的幅度之和,用 $A_{average}$ 表示FFT结果中频率从5.37Hz到36.38Hz范围内的幅度平均值,5.37Hz及36.38Hz分别对应FFT结果中第22个和第149个数据点,最终,从FFT结果中提取的

五个特征分别为 A_{f_1} 、 A_{f_2} 、 A_{f_3} 、 A_{f_4} 和 $A_{average}$;

[0061] 特征提取部分提取的五个特征皆是表示幅度,属于同一属性(同一维度)上的信息,无法直接用于决策树。因此,需要对特征数据做预处理,进行数据变换,构造新的属性。特征分类方法为:首先统计提取的特征中数值大于 $4*A_{average}$ 的个数,记作Counter,此处的数值4是个经验阈值,也即统计 $A_{f_i}/A_{average} > 4$ 的个数,由该阈值的定义可知,该阈值越大,漏判的概率越大,错误识别的概率越小。为了降低错误识别的概率,将该阈值提高两倍。然后构造七个布尔属性:属性A:true表示 $Counter > 0$,false表示 $Counter = 0$;属性B:true表示 $A_{f_1} > A_{f_2}$,false表示 $A_{f_1} \leq A_{f_2}$;属性C:true表示 $A_{f_1} > A_{f_3}$,false表示 $A_{f_1} \leq A_{f_3}$;属性D:true表示 $A_{f_1} > A_{f_4}$,false表示 $A_{f_1} \leq A_{f_4}$;属性E:true表示 $A_{f_2} > A_{f_3}$,false表示 $A_{f_2} \leq A_{f_3}$;属性F:true表示 $A_{f_2} > A_{f_4}$,false表示 $A_{f_2} \leq A_{f_4}$;属性G:true表示 $A_{f_3} > A_{f_4}$,false表示 $A_{f_3} \leq A_{f_4}$ 。最后对提取的特征进行分类:当刺激频率 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 对应的特征 A_{f_1} 、 A_{f_2} 、 A_{f_3} 、 A_{f_4} 中存在一个或多个特征其特征值大于等于 $4*A_{average}$,则认定特征值最大的特征对应的频率为刺激频率;当刺激频率 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 对应的特征 A_{f_1} 、 A_{f_2} 、 A_{f_3} 、 A_{f_4} 都小于 $4*A_{average}$,则认定没有刺激频率。

[0062] 步骤4,脑电采集仪将分类结果转换为控制信号输出到外部设备和SSVEP控制器,SSVEP控制器将反馈信号反馈至操控者。

[0063] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

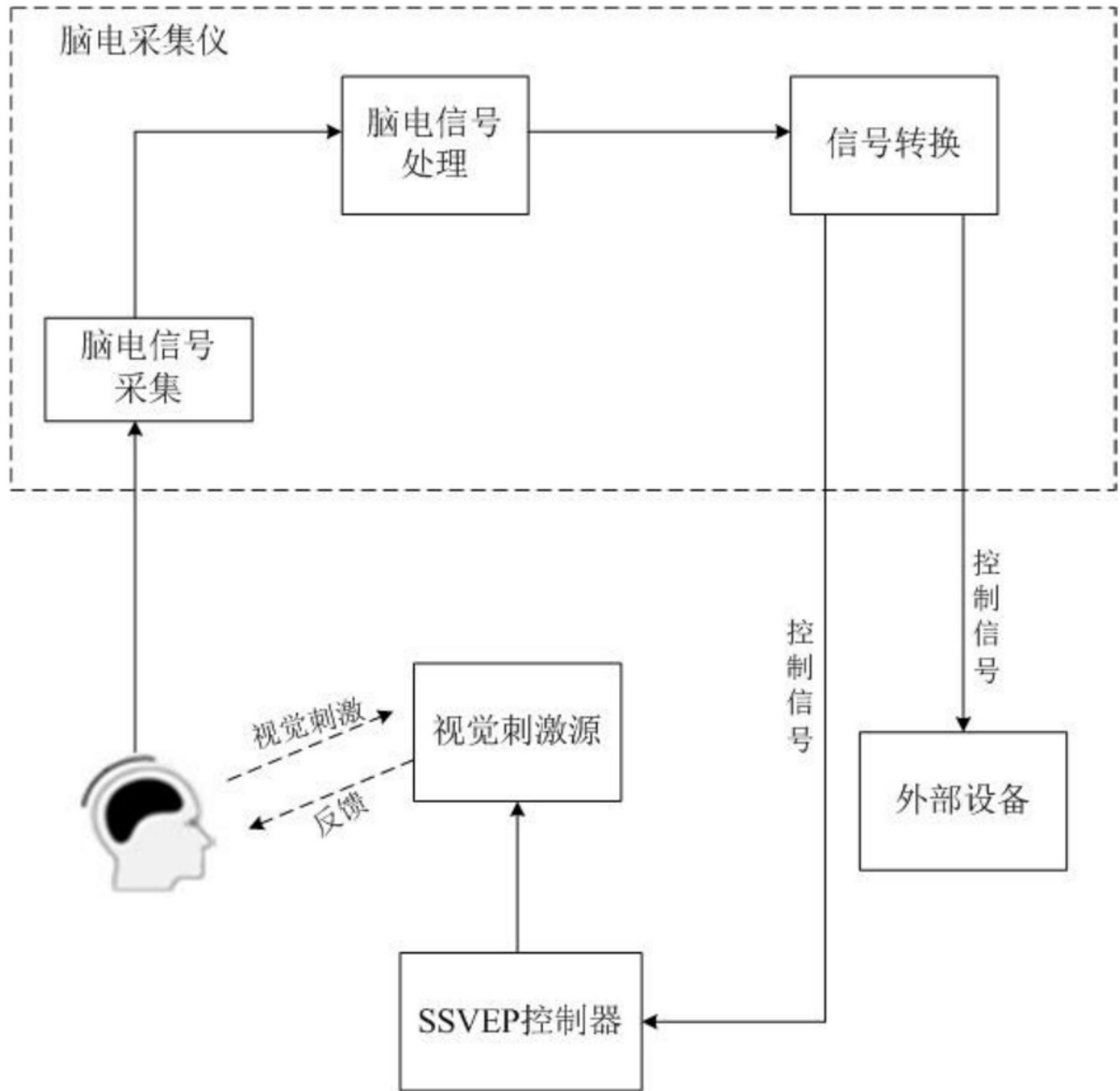


图1

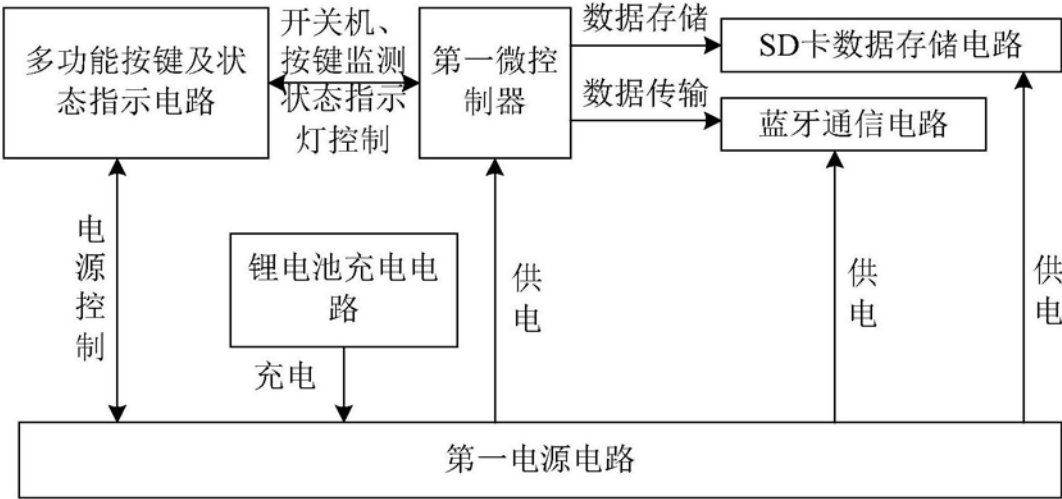


图2

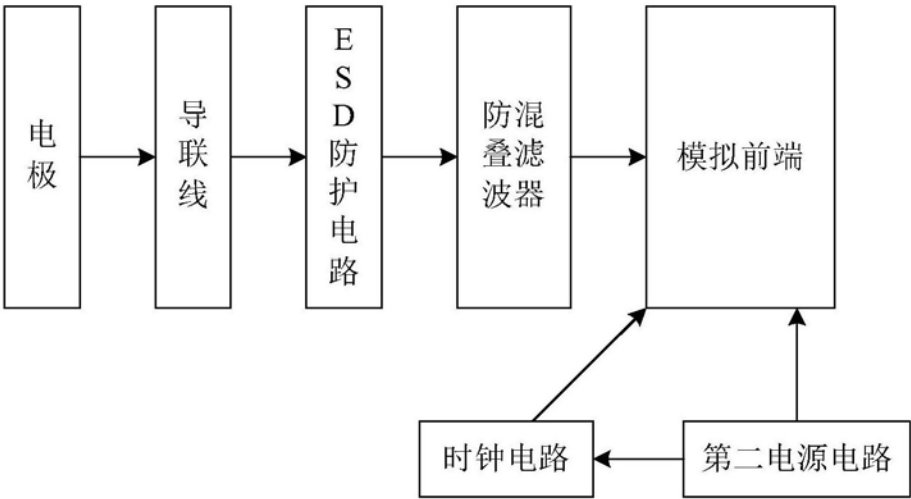


图3

专利名称(译)	一种脑电信号采集处理系统和方法		
公开(公告)号	CN109330589A	公开(公告)日	2019-02-15
申请号	CN201811313011.X	申请日	2018-11-02
[标]申请(专利权)人(译)	赵小川		
申请(专利权)人(译)	赵小川		
当前申请(专利权)人(译)	赵小川		
[标]发明人	赵小川		
发明人	赵小川		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04842 A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/7235 A61B5/7257		
代理人(译)	王程远		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种脑电信号采集处理系统，包括：采集电极，其包括放置在后枕区的8个干电极、放置在左右耳垂的参考电极和地电极；脑电采集仪，其包括主控板和与主控板相连的采集板，采集板上连有8个干电极导联、1个参考电极导联和1个地电极导联，干电极导联与干电极相连，参考电极导联与参考电极相连，地电极导联与地电极相连；四个视觉刺激源，每个视觉刺激源包括3只LED灯源以及位于LED灯源上方的矩形光扩散板；SSVEP控制器，其与四个视觉刺激源和脑电采集仪相连；外部设备，其与脑电采集仪相连。本发明还提供了一种脑电信号采集处理方法。本发明的有益效果为：功耗低，体积小，便于携带，处理运算速度快，识别准确率高。

